

PATENT ABSTRACT

(11) Patent number : **JP 2795466 B2**
(43) Date of registration : **26.06.1998**

(51) Int.Cl.

A61N 1/30

(21) Application number : **01-146767** (71) Applicant : **HISAMITSU PHARMACEUTICAL CO., INC**

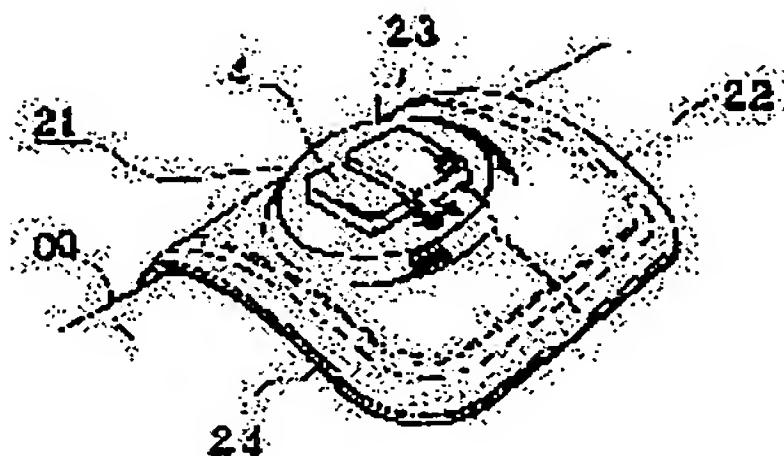
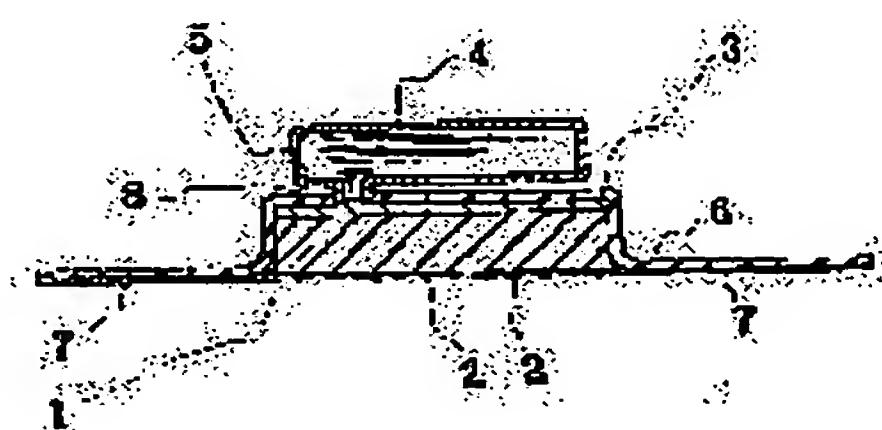
(22) Date of filing : **12.06.1989** (72) Inventor : **OKABE KEIICHIRO
TOCHIKUBO OSAMU**

(54) INTERFACE FOR IONTOPHORESIS

(57) Abstract:

PURPOSE: To exactly and safely give medicine to iontophoresis by arranging the medicine on the surface of a porous material.

CONSTITUTION: On the side surface of a ceramics porous body 1, the dries medicine is applied by spraying and a medicine grain sticking surface 2 is formed. A conductive member 3 is composed of conductive rubber, conductive polymer, carbon film, aluminum leaf and metal leaf, etc. At the time of electrification, a current flows through the porous body 1, medicine grain sticking surface 2, organ skin 00 and conductive adhesive layer between the conductive member 3 and a counter electrode layer 24 and the medicine of a medicine layer is liquified by mixing conveying liquid. Further, the medicine is loaded on the conveying liquid and immersed into the organ skin. Although the required capacity of this interface is fine, high concentration is maintained as much as possible on the efficiency of the iontophoresis and the existence of enough water is required. Then, this interface is mainly effective used for the peptide medicine such as insulin, etc.



BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (JP)

(12)特許公報 (B2)

(11)特許番号

第2795466号

(45)発行日 平成10年(1998)9月10日

(24)登録日 平成10年(1998)6月26日

(51)Int.Cl.⁶

A 61 N 1/30

識別記号

F I

A 61 N 1/30

請求項の数1(全3頁)

(21)出願番号 特願平1-146767
(22)出願日 平成1年(1989)6月12日
(65)公開番号 特開平3-12173
(43)公開日 平成3年(1991)1月21日
(54)審査請求日 平成8年(1996)3月14日

(73)特許権者 99999999
久光製薬株式会社
佐賀県鳥栖市田代大官町408番地
(72)発明者 岡部 敬一郎
東京都世田谷区成城8丁目30番地
(72)発明者 柄久保 修
神奈川県横浜市保土ヶ谷区瀬戸ヶ谷町
243-108
(74)代理人 弁理士 石田 敬 (外3名)
審査官 稲積 義登

最終頁に続く

(54)【発明の名称】イオントフォレーシス用インタフェース

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】多孔質材表面に薬物を配置してなることを特徴とするイオントフォレーシス用インタフェース。

【発明の詳細な説明】

本発明はイオントフォレーシス用のインタフェース(皮膚当接体)に関する。

イオントフォレーシスに於けるインタフェースは、薬液を保持する為のリザーバと電流分散用の電極とを組み合わせた構造を有する。

このリザーバの構造は、薬液を生体皮膚界面迄、経時に所定量を確実に到達せしめるものでなければならぬが、リザーバ自体が立体的であり、しかも水を介する為、薬物の希釈化が生じる等、未だ充分な構造が提案されるに至っていない。

上記に鑑み本発明は、イオントフォレーシスに適し

2

た、即ち正確且つ安全な投薬を行ない得る構造を有するインタフェースを提供することを目的とする。

本発明の特徴は次の通りである。

本発明は、多孔質材の片面に固体状乃至乾燥状の薬物を塗着、付着、コーティング等により配置したものであって、使用時、他の片面より通電及び搬送液の供給を施すことにより、使用時の搬送液及び薬物が混じり合つて局所高濃度薬物溶液を形成し、しかも電気力によって薬液が拡散希釈することなく高濃度を保ちながら、経皮的薬液の投与を促すものである。

又、本発明は、使用前は薬物が固体状、即ち乾燥した状態である為に、薬物の長期保存に適してもいる。

多孔質材は、素焼、アルミナ、ジルコニア等のセラミックス製多孔体又は合成樹脂材等が例示される。平均孔径は一般には数μm～数百μmが良好であり、気孔率は

通常30~90%程度が好ましい。尚、孔径、気孔率共、適応皮膚の汗腺の数、使用薬物の用量等に応じ適宜選択され、特に限定されない。

尚、セラミックス材、合成樹脂材等をレーザ加工して毛細管構造体としたものも好適に使用され得る。又、これらの材の厚さは特に限定されないが、通常0.1mm~10mm程度がよい。

場合によっては、毛細管等が非変形性であれば、柔軟フィルム乃至シート材でもよい。

又、本発明で示す搬送液は、例えば水、塩化ナトリウム等の電解質液等が例示されるが、これに限るものではない。

次に、本発明の実施例構造乃至動作を図面を参照して詳細に説明する。

第1図に於いて、(1)はセラミックス多孔体であり、材質は特に限定されるものではない。気孔率は上述如き範囲で設定されたものである。多孔体(1)の片面には、乾燥した薬物がスプレーコーティングされ、薬物粒子付着面(2)が形成されている。

(3)は導電性部材であり、導電性ゴム、導電性ポリマー、カーボンフィルム、アルミ箔他、金属箔等よりなる。導電性部材(3)は、多孔質性部材よりなる場合もある。気孔率等々は適宜選択されるが、搬送液が注入された際、この搬送液を浸透させられる程度であればよい。

これら多孔体(1)、薬物粒子付着面(2)、導電性部材(3)の積層構造体は、柔軟性支持部材(6)によって覆われ、支持固定されている。

支持部材(6)には貼着層(7)が形成され、貼着層(7)は上記積層構造体を生体皮膚表面に固定させるものである。

使用前は、上述の状態でシリコーンコーティング処理が施された紙等の上に乗せられ、保存される。使用する際、薬物粒子付着面(2)と生体皮膚とが接触される。搬送液(5)が封入されているリザーバ(4)を支持部材(6)の上から、リザーバ(4)に設けられた中空針(8)を刺入して連通させ、搬送液(5)を中空針(8)及び、導電性部材(3)を介して多孔体(1)に供給する。

次に、導電性部材(3)に通電を行う。搬送液(5)は、導電性部材(3)、多孔体(1)を浸透していき、薬物粒子付着面(2)に到達する。搬送液(5)は薬物粒子付着面(2)と混じり合い、液状となる。生体皮膚表面上では、液状化した薬物層が形成され、更に電気力によって生体内へ薬液は浸透していく。

液状となった薬物粒子付着面(2)は、電気力によって生体方向にのみ移動を許されている為、拡散せず高濃度が維持される。

第2図は、実際生体皮膚(00)に貼着した場合の模式的図である。

多孔体、導電性部材、薬物層の積層体(21)を支持部材(22)が覆い、更に支持部材(22)に設けた貼着剤層によって、これらは皮膚(00)と貼着している。

(4)はリザーバであり、多孔体との刺入結合状態を示す。(23)はバッテリー及びチップ型電子回路よりなるパワーサプライユニットである。

又、支持部材(22)には貼着剤層の他、導電性部材よりなる対極層(24)が、最外周に形成されている。

対極層(24)の表面には、上記貼着剤層に導電性を備えたものが積層されている。この対極層(24)は、パワーサプライユニット(23)の対極出力端と接続されている。

通電時、第1図に示す導電性部材(3)と第2図に示す対極層(24)との間に、多孔体(1)、薬物粒子付着面(2)、生体皮膚(00)、導電性貼着層を介して電流が流れ、薬物層の薬物は、搬送液の混入により液化し、更に搬送液に乗って生体皮膚を浸透するものである。

本発明で使用される電気出力は、通電状態が多少悪化してもイリテーションや痛みが無く、安定した投薬が行える脱分極状パルスである。具体的には、特開昭60-156475号公報等に示されている通りである。

しかしながら、上記出力だけでなく、交流、直流、何れでも使用態様によっては利用でき、これに限定されるものではない。

又、第2図に示した実施例は、パワーサプライユニットを一体的に装着した構造を示すものであるが、これに限らず、対極を分離し、リード線で接続したものであってもよく、形状は使用態様に応じて適宜変更されるものである。

前記薬物層は、その分子量その他諸量に限定されるものではないが、本発明インタフェースは、特に用量が微量にも拘らず、イオントフォレーシスの効率上、可及的高濃度を維持し且つ充分な水の存在を要する、主としてインスリン等のペプチド系薬物に有用である。薬物例を次に示す。

鎮咳去痰剤

クロモグリク酸ナトリウム、スマール酸ケトチフェン
気管支拡張剤

スマル酸ホルモテロール

鎮痛剤

塩酸ナルブフィン、乳酸ペンタゾシン、ジクロフェナックナトリウム

強心剤

塩酸ドパミン

精神神経安定剤

ペルフェナジン、フェノチアジン

抗生物質

セフォテタンニナトリウム、硫酸ジベカシン、硫酸アミカシン、硫酸ネチルマイシン、硫酸シソマイシン

50 抗悪性腫瘍剤

アドリアマイシン、マイトマイシンC、塩酸ブレオマイシン、レンチナン、ピシバニール、硫酸ビンクリスチン、シスプラチニン
循環機能改善剤

クエン酸ニカメタート、塩酸メクロフェノキサート、マレイン酸リスリド、ホパンテン酸カルシウム
痛風治療剤

アロブリノール

その他ペプタイド類

LHRH、エンケファリン、エンドルフィン、インターフエロン、インシュリン、カルシトニン、TRH、オキシトシン、リブレシン、バソプレシン、グルカゴン、脳下垂体ホルモン (HGH, HMG, HCG, 酢酸デスモプレシン) 、卵胞黄体ホルモン

これら乾燥した薬物層の形成方法はスプレーコーティング、ディッピング後乾燥させる方法等々種々な方法があり、特に限定されるものではなく、適宜選択されるものである。

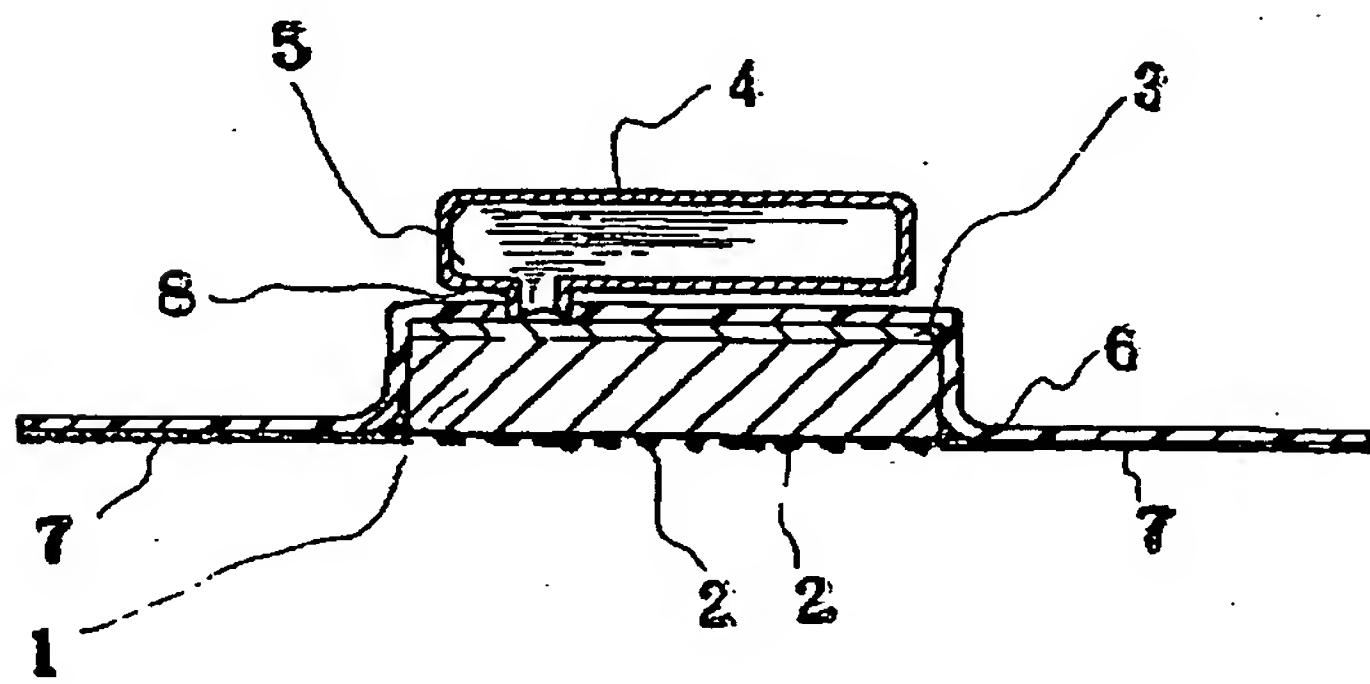
以上詳述の如く本発明は、薬液が希釈されることなく、適當な水分が補給でき、しかも使用前では薬物は乾燥状態である為、変質、腐敗等がなく長期保存が可能であり、しかも皮膚との接触面にのみ薬物が存在し、しかも電気力によって生体方向以外の拡散が阻止されることから、薬液を無駄にすることが無く適確な投薬が行える等の効果を有するものである。

【図面の簡単な説明】

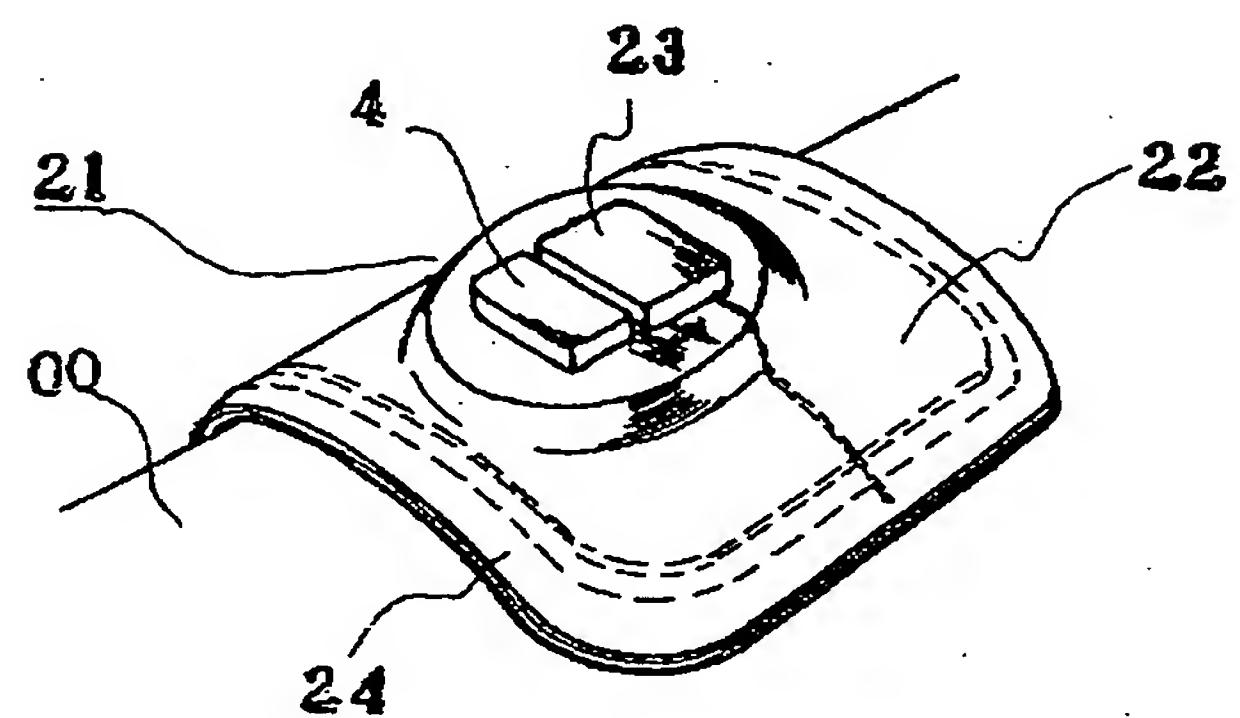
第1図、第2図は、本発明の実施例を示す図である。

10 1 ……多孔体 (多孔質材) 、
2 ……薬物粒子付着面、
3 ……導電性部材、
4 ……リザーバ、
5 ……搬送液、
6 ……支持部材、
7 ……貼着剤、
00 ……生体皮膚。

【第1図】



【第2図】



フロントページの続き

(56) 参考文献

特開 平2-36885 (JP, A)
特開 昭56-75173 (JP, A)
特開 昭55-52765 (JP, A)
特開 平1-263179 (JP, A)
特開 昭63-102768 (JP, A)
特開 昭62-122677 (JP, A)

(58) 調査した分野 (Int. Cl. 6, DB名)

A61N 1/30